

Установлено, что введение оксида натрия в боратные расплавы, содержащие 1 мас. % механоактивированных оксидов лантанидов снижает вязкость расплавов и температуру начала затвердевания.

Рост концентрации оксида натрия повышает энергию активации вязкого течения как на низко-, так и на высокотемпературных участках.

*Работа выполнена в ИМЕТ УрО РАН по госбюджетной тематике № 0396-2015-0077.*

1. Истомин С.А., Рябов В.В. и др., Расплавы, № 3, (2008)
2. Пастухов Э.А., Истомин С.А. и др., Расплавы, № 3, (1996)
3. Рябов В.В., Истомин С.А. и др., Расплавы, № 2, (2015)

## **ВЗАИМОСВЯЗЬ ДЕФЕКТНОСТИ ПОВЕРХНОСТИ ТИТАНА И ЕГО КОРРОЗИОННОЙ СТОЙКОСТИ**

Иванов И.В.<sup>1\*</sup>, Руденя Е.А.<sup>1</sup>

<sup>1)</sup> Новосибирский Государственный Технический Университет, г. Новосибирск, Россия

\*E-mail: [i.ivanov@corp.nstu.ru](mailto:i.ivanov@corp.nstu.ru)

## **THE RELATIONSHIP BETWEEN THE DEFECTIVENESS OF THE SURFACE OF TITANIUM AND ITS CORROSION RESISTANCE**

Ivanov I.V.<sup>1\*</sup>, Rudenia E.A.<sup>1</sup>

1) Novosibirsk State Technical University, Novosibirsk, Russia

In this study, the relationship between corrosion resistance and defectiveness of surface of  $\alpha$ -titanium alloys was investigated. Obtained results show that corrosion resistance of deformed is less, then annealed material. This is due to the fact that surface oxide layer of titanium after deformation is more defectiveness than after heat treatment.

Титан и его сплавы являются одними из наиболее часто применяемых в медицине материалов [1,2].

В медицинском материаловедении используется большое количество методов модифицирования поверхности титана. Существуют способы создания развитой поверхности материала формированием оксида титана (IV) [3], нанесения покрытий фосфата кальция [4], образованием ультрамелкозернистой структуры [5] и т.д.

Известно, что титан, полученный методами интенсивной пластической деформации (ИПД) обладает высокими показателями биологической совместимости [5]. Однако вопрос влияния дефектности поверхности на коррозионную стойкость весьма спорен [6].

В работе потенциометрическими методами исследовалась дефектность и коррозионная стойкость образцов технически чистого  $\alpha$ -титана после холодной

пластической деформации в двух различных биологических средах. Первая среда представляла собой раствор Рингера-Локка (simulated body fluid (SBF) с pH близком к нейтральному, а вторая - раствор соляной кислоты концентрацией 0,01М и pH ~ 1 (simulated gastric fluid (SGF)).

На Рис. 1 видно, что в случае нейтральной среды токи пассивации всех исследуемых материалов практически равны, что указывает на то, что повышенная дефектность пленки не приводит к повышению скорости окисления материала. Однако в случае кислой среды различие между токами пассивации деформированного и отожженного материалов превышает порядок логарифма. Это указывает на то, что скорость диффузии протонов через дефектную оксидную пленку заметно выше, чем через пленку бездефектного материала.

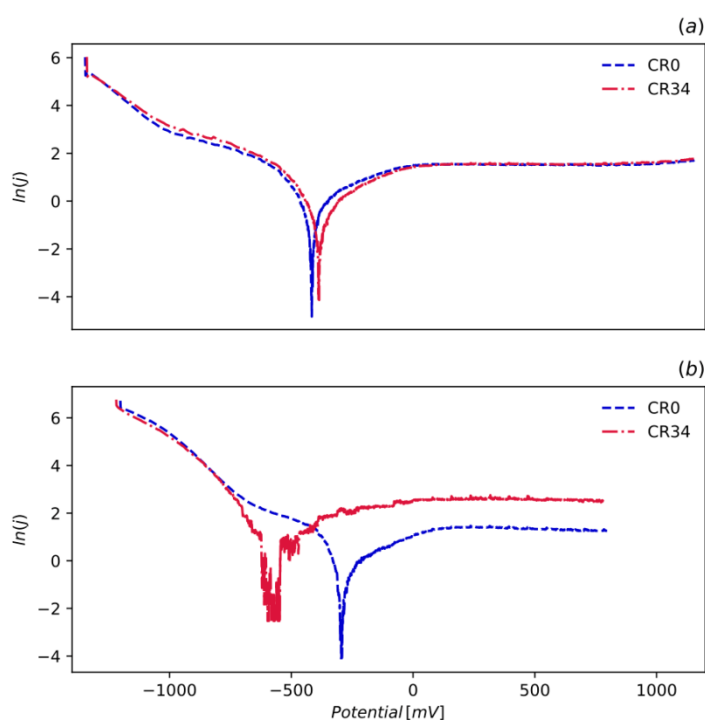


Рис. 1. Потенциодинамические кривые не деформированного (CR0) и деформированного (CR34) титана в растворах: (a) - SBF; (b) - SGF.

1. Enderle J. D., Bronzino J. D., Introduction to biomedical engineering, Academic press (2012).
2. Bahl S. et al., Materials & Design, 126, 226-237 (2017).
3. Yang B. et al., Biomaterials, 25, 1003-1010 (2004).
4. Sharkeev Y. P. et al., Composite Interfaces, 16, 535-546 (2009).
5. Bahl S., Suwas S., Chatterjee K., RSC Advances, 4, 38078-38087 (2014).
6. Mahmoodian R. Et al, JOM, 1-8 (2017)